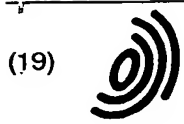


§ 70/00-1 EP  
(7)



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11)

**EP 0 777 255 A1**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:  
04.06.1997 Patentblatt 1997/23

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: H01J 35/14, H01J 35/08

(21) Anmeldenummer: 96203254.6

(22) Anmeldetag: 20.11.1996

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
DE FR GB

(30) Priorität: 28.11.1995 DE 19544203

(71) Anmelder:  
• Philips Patentverwaltung GmbH  
22335 Hamburg (DE)  
Benannte Vertragsstaaten:  
DE

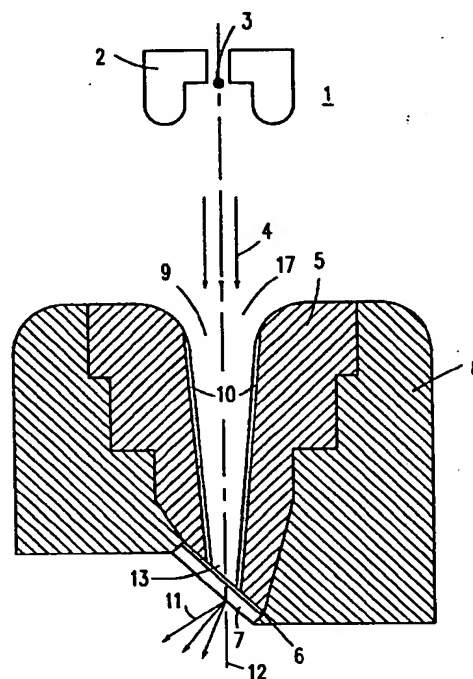
• Philips Electronics N.V.  
5621 BA Eindhoven (NL)  
Benannte Vertragsstaaten:  
FR GB

(72) Erfinder: Harding, Geoffrey, Dr.,  
c/o Philips  
22335 Hamburg (DE)

(74) Vertreter: Hartmann, Heinrich, Dipl.-Ing. et al  
Philips Patentverwaltung GmbH,  
Röntgenstrasse 24  
22335 Hamburg (DE)

### (54) Röntgenröhre, insbesondere Mikrofokusröntgenröhre

(57) Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre, insbesondere eine Mikrofokusröntgenröhre, mit der ein möglichst kleiner Fokus mit einem Durchmesser im Bereich von wenigen  $\mu\text{m}$  erreicht wird. Der Anodenkörper (5) weist einen Durchtrittskanal (9) auf, an dessen Ende sich ein Targetelement (6) befindet. Die Elektronen treffen unter einem sehr geringen Winkel auf die Oberfläche des Durchtrittskanals auf und werden elastisch zum Targetelement hin gestreut, wo bei ihrem Auftreffen Röntgenstrahlung (11) erzeugt wird.



**FIG. 1**

EP 0 777 255 A1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Röntgenröhre, insbesondere eine Mikrofokusröntgenröhre mit einer Elektronenquelle zur Emission von Elektronen und mit einem Anodenkörper, welcher einen konischen Durchtrittskanal für die Elektronen aufweist, dessen der Elektronenquelle zugewandte Eintrittsöffnung größer ist als seine Austrittsöffnung.

Eine derartige Röntgenröhre ist aus der DE-OS 20 04 359 bekannt. Die Elektronen werden von einer Kathode zur Anode beschleunigt und treffen größtenteils auf die Wände innerhalb des Durchtrittskanals. Überall in dem Durchtrittskanal wird dadurch Röntgenstrahlung erzeugt, wobei die Nutzstrahlung durch ein Strahlenaustrittsfenster ausgeleitet wird, das sich am Ausgang des gegenüber dem Eingang verengten Durchtrittskanals befindet. Damit kann ein kleiner Fokus erreicht werden, der in einer Ausführung beispielsweise 1 mm<sup>2</sup> beträgt.

Mit Mikrofokusröntgenröhren soll demgegenüber ein möglichst kleiner Fokus mit einem Durchmesser, z.B. im Bereich von 10 µm erreicht werden. Ein erstes Problem besteht dabei darin, die Elektronen auf einen sehr kleinen Fokus zu bündeln. Selbst aufwendige Elektronenoptiken sind hierfür nicht mehr ausreichend. Ein weiteres Problem besteht darin, daß die Elektronenquelle sehr klein sein muß, aber dennoch ein Elektronenstrahlenbündel ausreichend großer Dichte liefern muß.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, eine Röntgenröhre zu schaffen, mit der ein möglichst kleiner Fokus erreicht werden kann.

Diese Aufgabe wird ausgehend von einer Röntgenröhre der eingangs genannten Art erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß der Durchtrittskanal derart angeordnet und ausgebildet ist, daß die Elektronen beim Auftreffen unter einem kleinen Winkel auf eine Oberfläche des Durchtrittskanals zur Austrittsöffnung hin gestreut werden, und daß in Flugrichtung der Elektronen hinter der Austrittsöffnung des Durchtrittskanals ein Targetelement angeordnet ist, in dem beim Aufprall der Elektronen Röntgenstrahlung entsteht.

Der Erfindung liegt dabei die Erkenntnis zugrunde, daß bei kleiner werdendem Winkel zwischen dem Elektronenstrahl und der Oberfläche des Durchtrittskanals immer mehr in den Durchtrittskanal hineintreffende Elektronen an dessen Oberfläche elastisch gestreut werden. Gegenüber der bekannten Röntgenröhre, bei der die Röntgennutzstrahlung nur durch Elektronen erzeugt wird, welche direkt auf die Wände des Durchtrittskanals treffen, werden bei der erfindungsgemäßen Röntgenröhre sowohl die Elektronen, die auf direktem Weg durch den Durchtrittskanal von der Elektronenquelle auf das Targetelement treffen, als auch die an der Oberfläche zum Targetelement hin gestreuten Elektronen dazu benutzt, beim Auftreffen auf das Targetelement Röntgennutzstrahlung zu erzeugen.

Ein weiterer Vorteil einer derartigen Röntgenröhre

besteht darin, daß der Fokus allein durch die mechanischen Abmessungen des Durchtrittskanals bestimmt ist, d.h., der Querschnitt der verengten Ausgangsöffnung des Durchtrittskanals, hinter dem das Targetelement angeordnet ist, bestimmt die Größe des Fokus. Der Durchtrittskanal selbst dient hier nicht als Targetelement, d.h., von einem geringen Anteil der Elektronen im Durchtrittskanal erzeugte Röntgenstrahlung soll nicht als Nutzstrahlung verwendet werden. Aufgrund der konischen Ausgestaltung des Durchtrittskanals, dessen Austrittsöffnung wesentlich kleiner ist als dessen Eintrittsöffnung, wird bei der erfindungsgemäßen Röntgenröhre ein deutlich kleinerer Fokus erreicht als bei der bekannten Röntgenröhre, da die Elektronen im Durchtrittskanal selbst keine Röntgennutzstrahlung erzeugen. Konisch bedeutet dabei nicht notwendigerweise rotationssymmetrisch, auch ein Durchtrittskanal mit beispielsweise rechteckigem oder vieleckigem Querschnitt ist bei der Verwirklichung der Erfindung denkbar.

Als Targetelement ist im Zusammenhang mit der Erfindung ein Element zu sehen, das aus einem Material mit hoher Kernladungszahl  $Z$ , etwa größer als 26, besteht, beispielsweise aus Gold oder Molybdän, und in dem beim Auftreffen von Elektronen Röntgenstrahlung erzeugt wird, die als Nutzstrahlung aus der Röntgenröhre ausgeleitet wird.

Bei der bekannten Anordnung liegt der Gesamtöffnungswinkel im Bereich zwischen 3° und 7°. Die dort in den Durchtrittskanal eintretenden Elektronen werden beim Auftreffen auf die Oberfläche aufgrund dieses großen Öffnungswinkels nicht elastisch gestreut, sondern erzeugen Röntgenstrahlung. Die Anode selbst mit dem Durchtrittskanal dient hier als Targetelement, und die im Durchtrittskanal erzeugte Röntgenstrahlung wird als Nutzstrahlung aus der Röhre ausgeleitet.

Für die Verwirklichung der Erfindung ist nicht notwendigerweise erforderlich, daß die Elektronen als Strahlenbündel parallel zur Mittelachse (oder bei einem rotationssymmetrischen Durchtrittskanal parallel zur Symmetrieachse) in den Durchtrittskanal hineintreffen. Durch eine Elektronenoptik kann erreicht werden, daß die Elektronen annähernd parallel zur Oberfläche des Durchtrittskanals in diesen hineintreffen und unter einem sehr kleinen Winkel auftreffen, so daß elastische Streuung möglich ist. Bevorzugt ist der Durchtrittskanal derart angeordnet und ausgestaltet, daß die Elektronen unter einem Winkel von maximal 2°, vorzugsweise von maximal 1° auf die Oberfläche des Durchtrittskanals auftreffen.

Unter Verwendung derartiger Maßnahmen zur Beeinflussung der Elektronenflugbahn vor Eintritt in den Durchtrittskanal ist es nicht erforderlich, daß der Gesamtöffnungswinkel des Durchtrittskanals einen bestimmten oberen Grenzwert nicht überschreitet. In einer Ausgestaltung der Erfindung ist deshalb vorgesehen, daß der Gesamtöffnungswinkel maximal 8° beträgt. Lediglich bei Verwendung eines parallelen Elektronenstrahlenbündels, dessen Strahlen parallel zur Mittelachse des Durchtrittskanals ausgerichtet sind,

ist erforderlich, daß der Gesamtöffnungswinkel des Durchtrittskanals eine bestimmte Größe nicht überschreiten sollte. Bei Laborversuchen hat sich dabei gezeigt, daß besonders viele Elektronen im Durchtrittskanal elastisch gestreut werden bei einer erfindungsgemäßen Weiterbildung, die dadurch gekennzeichnet ist, daß der Durchtrittskanal einen Gesamtöffnungswinkel von 2° aufweist. Diese Weiterbildung hat auch den Vorteil, daß die Verwendung aufwendiger Elektronenoptiken nicht erforderlich ist.

Eine Ausgestaltung der Erfindung sieht vor, daß der Anodenkörper auf der Innenfläche des Durchtrittskanals eine Anodenschicht aufweist, die aus einem Material mit einer Kernladungszahl  $Z > 26$  besteht. Eine bevorzugte Weiterbildung sieht vor, daß die Anodenschicht aus Kupfer, Silber oder Gold besteht. Bei Verwendung von Materialien mit zu geringer Kernladungszahl für die Anodenschicht wird die Wahrscheinlichkeit einer elastischen Streuung beim Auftreffen der Elektronen immer geringer. Wenn die Kernladungszahl  $Z$  zu klein ist, verlieren die Elektronen beim Auftreffen auf die Anodenschicht immer mehr Energie je kleiner  $Z$  ist, d.h., immer mehr Elektronen werden inelastisch gestreut, wodurch der Wirkungsgrad der Röntgenröhre immer geringer wird.

In einer weiteren Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß das Targetelement in einer konischen, der Austrittsöffnung des Durchtrittskanals direkt gegenüberliegenden Vertiefung auf einem Targetträger angeordnet ist. Die Elektronen treffen direkt in diese Vertiefung ein und erzeugen dort Röntgenstrahlung. Die Fläche des Targetelements, auf die Elektronen auftreffen, ist dadurch vergrößert gegenüber einem Targetelement ohne Vertiefung, ohne daß der Fokus größer ist. Dadurch kann eine weitere Erhöhung der Röntgenstrahlungsausbeute erzielt werden.

Bevorzugt sieht eine Ausgestaltung der Erfindung vor, daß der Targetträger ein dünnes, aus Diamant bestehendes Plättchen ist. Die Dicke des Plättchens liegt dabei im Bereich von wenigen hundert Mikrometern, beispielsweise bei etwa 500 µm.

Eine erfindungsgemäße Weiterbildung sieht vor, daß der Anodenkörper ringförmig um einen auf der Oberfläche des Targetelements befindlichen Elektronenfokussierungspunkt ausgestaltet ist und mindestens zwei auf den Elektronenfokussierungspunkt gerichtete, sich dahin verengende Durchtrittskanäle aufweist und daß die Elektronenquelle ein kreisbogenförmig um den Anodenkörper angeordnetes Kathodenelement ist. Dadurch wird gewährleistet, daß die Kathode möglichst viele Elektronen liefert. Während bei einem Anodenkörper mit einem einzigen Durchtrittskanal die Abmessung des Kathodenelements, beispielsweise eines Kathodenheizdrahts sehr gering und genau bestimmt sein muß, kann hier das Kathodenelement wesentlich größer sein und damit auch wesentlich mehr Elektronen liefern. Insgesamt wird mit dieser Ausführung eine deutliche Erhöhung der Anzahl der auf das Targetelement treffenden Elektronen erreicht.

In einer alternativen Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß der Anodenkörper eine gewölbte, vorzugsweise halbkugelförmig ausgestaltete Oberfläche aufweist und daß die Elektronenquelle eine dem Anodenkörper zugewandte gewölbte, vorzugsweise halbkugelförmig ausgestaltete Oberfläche aufweist. Mit einer derartigen Ausgestaltung kann eine sehr gute Fokussierung der Elektronen erreicht werden so, daß sehr viele von der Elektronenquelle emittierte Elektronen in den Durchtrittskanal treffen. Außerdem kann durch die Ausgestaltung der Elektronenquelle und des Anodenkörpers ein solches elektrisches Feld aufgebaut werden, daß die Elektronen unter einem kleinen Winkel auf die Oberfläche des Durchtrittskanals treffen und dort wie gewünscht zur Austrittsöffnung hin gestreut werden. Die einander zugewandten Oberflächen der Elektronenquelle und des Anodenkörpers sind vorzugsweise als Teil einer Kugeloberfläche, bevorzugt halbkugelförmig ausgestaltet, wobei dabei die Krümmungsradien in etwa gleich groß sind. Die Krümmungsradien können aber auch unterschiedlich groß sein, insbesondere um aufgrund der für den Durchtrittskanal erforderlichen Öffnung in der Oberfläche des Anodenkörpers auftretende Störungen des elektrischen Feldes auszugleichen.

In einer davon ausgehenden Weiterbildung der Erfindung ist vorgesehen, daß die Elektronenquelle ein im Zentrum ihrer gewölbten Oberfläche angeordnetes Kathodenelement, vorzugsweise ein Kathodenfilament oder ein Kathodenplättchen aufweist. Dieses Kathodenelement, das beispielsweise aus Wolfram bestehen kann, liegt auf demselben Potential wie die restliche Oberfläche und wird direkt (Kathodenfilament) oder indirekt (Kathodenplättchen) geheizt, so daß nur aus dem Kathodenelement Elektronen emittiert werden.

In einer weiteren Ausgestaltung ist erfindungsgemäß vorgesehen, daß ein Nutzstrahlenbündel der Röntgenstrahlung unter einem Winkel ungleich 0° zum Zentrum des Durchtrittskanals verlaufendes Mittelachse aus der Mikrofokusröntgenröhre austritt. Das Targetelement kann dabei beispielsweise in einem Winkel ungleich 90° zur Mittelachse angeordnet sein. Eine weitere Verkleinerung des Fokus kann erreicht werden, wenn das Nutzstrahlenbündel unter einem Winkel ungleich 90° zur Oberfläche des Targetelements austritt.

Wichtig für die Funktion der erfindungsgemäßen Röntgenröhre ist, daß der Anodenkörper bzw. die Anodenschicht eine gute Wärmeleitfähigkeit aufweisen. Weiterhin ist wichtig, daß die Oberfläche innerhalb des Durchtrittskanals möglichst glatt ist, d.h., eine möglichst geringe arithmetische Mittenrauheit aufweist. Wenn die Oberfläche nicht glatt genug ist, können die von der Oberfläche gestreuten Elektronen wieder absorbiert werden.

Die Aufgabe wird auch gelöst durch eine Röntgeneinrichtung mit einer erfindungsgemäßen Röntgenröhre. Aufgrund der vorgenannten Eigenschaften und Vorteile eignet sich die erfindungsgemäße Röntgenröhre oder die Röntgeneinrichtung besonders zur Über-

prüfung elektrischer Kontaktstellen, insbesondere bei integrierten Schaltungen.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

- Fig. 1 eine erfindungsgemäße Mikrofokusröntgenröhre,
- Fig. 2 ein Ausschnitt eines Anodenkörpers und eines Targetelements für eine erfindungsgemäße Mikrofokusröntgenröhre,
- Fig. 3 eine Prinzipskizze einer weiteren Ausführungsform der erfindungsgemäßen Mikrofokusröntgenröhre,
- Fig. 4 ein Targetelement für eine Mikrofokusröntgenröhre gem. Fig. 3,
- Fig. 5 eine Skizze einer weiteren Ausführungsform der erfindungsgemäßen Mikrofokusröntgenröhre,
- Fig. 6 eine Draufsicht auf eine Elektronenquelle gem. Fig. 5 und
- Fig. 7 eine Draufsicht auf einen Anodenkörper gem. Fig. 5.

Mit 1 ist in Fig. 1 eine Elektronenquelle bezeichnet, die aus einem Kathodenkörper 2 sowie einem Kathodenheizfaden 3, meist einem Wolframdraht besteht. Die Elektronen 4 werden aufgrund der Spannung von etwa 60 bis 200 kV zwischen dem Anodenkörper 5 und dem Kathodenheizfaden 3 zum Anodenkörper 5 hin beschleunigt. Der Anodenkörper 5 weist einen konischen Durchtrittskanal 9 auf, in dessen Eintrittsöffnung 17 die Elektronen hineintreffen und durch den die Elektronen 4 von der Elektronenquelle 1 zum Targetelement 6, das sich an der verengten Austrittsöffnung 13 des Durchtrittskanals 9 befindet, durchfliegen können. Beim Aufprall der Elektronen 4 auf dem Targetelement 6 entsteht Röntgenstrahlung 11, die nach unten unter einem Winkel ungleich  $0^\circ$  zur senkrecht verlaufenden Mittelachse 12 durch den Targetträger 7 aus der Röntgenröhre austreten kann. Um nur einen Teil der im Targetelement 6 erzeugten Röntgenstrahlung 11 als Nutzstrahlung auszuweichen, kann der den Anodenkörper 5 umgebende Anodenblock 8 die Röntgenröhre auch unterhalb des Targetträgers 7 umschließen und nur dort, wo Röntgenstrahlung als Nutzstrahlung ausgeleitet werden soll, ein Strahlenaustrittsfenster aufweisen.

Im Inneren des Durchtrittskanals 9 ist auf die Oberfläche des Anodenkörpers 5 eine Anodenschicht 10 aufgebracht, die aus einem Material mit hoher Wärmeleitfähigkeit, vorzugsweise Kupfer, Gold oder Silber besteht. Der Anodenkörper 5 besteht hier beispielsweise aus Kupfer. Die Elektronen 4, die in den Durchtrittskanal 9 hineinkommen aber nicht direkt auf das Targetelement 6 treffen, dringen entweder in die Anodenschicht 10 ein oder werden an dieser Anodenschicht 10 reflektiert, d.h. elastisch (= ohne Energieverlust) gestreut. Die Wahrscheinlichkeit, daß ein Elektron an der Oberfläche reflektiert wird, wird um so größer, je kleiner der Winkel zwischen der Flugbahn des Elek-

trons und der Oberfläche der Anodenschicht 10 ist. Damit möglichst viele Elektronen reflektiert werden, muß bei dieser Anordnung bei einem Elektronenstrahlenbündel 4 mit zur Mittelachse 12 parallelen Elektronenstrahlen der Gesamtöffnungswinkel des Durchtrittskanals möglichst klein sein. In der gezeigten Ausführung, die nicht maßstabgetreu dargestellt ist, beträgt der Durchmesser des Durchtrittskanals 9 an der breitesten Stelle an der Eintrittsöffnung etwa 1,5 mm, während der Durchmesser an der Austrittsöffnung 13 etwa 10 bis 20  $\mu\text{m}$  (oder weniger) beträgt. Bei einer Länge des Durchtrittskanals 9 von etwa 50 mm ergibt sich demnach der Gesamtöffnungswinkel zu etwa  $1,7^\circ$ .

Weiterhin ist für eine hohe Reflexionsrate der Elektronen erforderlich, daß die Oberfläche der Anodenschicht 10 möglichst glatt ist, also einen sehr geringen arithmetischen Mittenrauheitswert aufweist. Bei einer zu rauen Oberfläche würden die Elektronen in der Anodenschicht 10 inelastisch unter Energieverlust gestreut statt reflektiert werden.

Das Targetelement 6, das hier als eine einige  $\mu\text{m}$  dicke Schicht aus einem Material mit hoher Kernladungszahl Z, vorzugsweise Gold ausgestaltet ist, ist fest auf einem Targetträger 7 aufgebracht, beispielsweise aufgedampft. Der Targetträger 7 besteht aus einem Material mit hoher Wärmeleitfähigkeit, beispielsweise Diamant, um die beim Betrieb der Röntgenröhre entstehende Wärme im Targetelement 6 abzuleiten. Der Anodenkörper 5 ist von einem aus Stahl bestehenden Anodenblock 8 umschlossen und im wesentlichen rotationssymmetrisch um die Mittelachse 12 ausgestaltet, die in Fig. 1 senkrecht und durch den Kathodenheizdraht 3 verläuft. Ebenso ist hier der Durchtrittskanal 9 rotationssymmetrisch um die Mittelachse 12 ausgestaltet.

Die Oberfläche der Anodenschicht 10 sollte einen arithmetischen Mittenrauheitswert von weniger als  $0,1\mu\text{m}$  aufweisen. Ein wünschenswerter oberer Grenzwert ist durch die mittlere freie Weglänge ('mean free path') eines Elektrons in Materie gegeben, die auch von der Art des Materials abhängt. Bei einer Anodenschicht 10 aus Gold ergibt sich bei einer Spannung von 100 kV die mittlere freie Weglänge eines Elektrons zu  $0,01\mu\text{m}$ . Eine Oberfläche mit einem derart niedrigen Mittenrauheitswert ist zwar wünschenswert, allerdings nur mit großem Aufwand herstellbar.

Aufgrund der Verengung des Durchtrittskanals 9 zum Targetelement 6 hin wird ein auf das Targetelement 6 fokussierter Elektronenstrahl und ein sehr kleiner und genau definierter Fokus erreicht. Auf dem Targetelement 6 trifft ein Elektronenstrahl mit sehr hoher Dichte auf, wodurch - bezogen auf die Fläche des Targetelements 6 - Röntgenstrahl hoher Intensität erzeugt werden kann.

Alternativ kann die in Fig. 1 gezeigte Anordnung auch derart ausgestaltet sein, daß die Elektronen 4 aus einer Richtung in den Durchtrittskanal 9 eintreffen, die nicht exakt der Senkrechten 12 entspricht. Auch muß der Durchtrittskanal 9 nicht unbedingt rotationssymme-

trisch um diese Senkrechte 12 ausgestaltet sein. Wichtig für die Erfindung ist nur, daß der Einfallswinkel, unter dem die Elektronen 4 auf die Anodenschicht 10 treffen, möglichst klein ist.

In einer Ausgestaltung kann auch vorgesehen sein, daß die Röntgenstrahlung 11 senkrecht nach unten (entlang der Achse 12) austritt oder daß ein Reflexions-target verwendet wird, so daß die Röntgenstrahlung 11 seitlich aus der Röhre austritt.

In Fig. 2 ist ein Ausschnitt eines Anodenkörpers 5 und eines direkt daran anschließenden Targetträgers 15 für eine erfindungsgemäße Mikrofokusröntgenröhre dargestellt. Der Anodenkörper 5 weist einen Durchtrittskanal 9 und eine Anodenschicht 10 auf, auf der die Elektronen beim Auftreffen elastisch gestreut werden. Hinsichtlich der Abmessungen und des Öffnungswinkels gilt dasselbe, was über den in Fig. 1 dargestellten Anodenkörper gesagt ist. Der Targetträger 15 besteht hier aus einem Material mit geringer Kernladungszahl Z, beispielsweise aus Beryllium, Aluminium, Diamant oder Kohlenstoff und ist als dünnes Plättchen mit einer Dicke von etwa 500 µm ausgestaltet. Symmetrisch zur senkrechten Achse 12 weist der Targetträger 15 eine konische Vertiefung 16 auf, in der auf der Oberfläche eine Targetschicht 14 aufgebracht ist. Die Targetschicht 14, die aus einem Material mit hoher Kernladungszahl Z, beispielsweise Gold oder Molybdän besteht, dient hier als Transmissionstarget der Erzeugung von Röntgenstrahlung 11, die beim Auftreffen der Elektronen entsteht und nach unten aus dem Targetträger 15 in einem Winkelbereich von etwa 30° austritt. Dazu ist vorgesehen, daß an der Unterseite des Targetträgers 15 eine Abschirmung 18, beispielsweise Bleiplatten angeordnet sind, die nur Röntgenstrahlung 11 in diesem Winkelbereich durchläßt.

Eine Kühlung kann hier beispielsweise durch einen ringförmig um den Durchtrittskanal 9 verlaufenden Kühlmittelkanal im Anodenkörper 5 erfolgen. Alternativ könnten beispielsweise einer oder mehrere Kühlmittelkanäle an der Unterseite des Targetträgers 15 angebracht sein. In einer weiteren Ausgestaltung besteht der gesamte Targetträger 15 einschließlich der Targetschicht 14 aus Material mit hoher Kernladungszahl Z.

Die Prinzipskizze in Fig. 3 zeigt eine weitere Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Mikrofokusröntgenröhre. Die Elektronenquelle besteht hier aus einem Kathodenheizfaden 25, der kreisbogenförmig um einen Elektronenfokussierungspunkt 36 auf der Oberfläche des Targetelements 31 angeordnet ist. Um denselben Elektronenfokussierungspunkt 36 ist der Anodenkörper 26 zwischen dem Targetelement 31 und dem Kathodenheizfaden 25 ringförmig angeordnet. Das Targetelement 31 ist dabei in einem Targetträger 30 fest angebracht. Der Anodenkörper 26 weist mehrere, im Querschnitt rechteckförmige Durchtrittskanäle 27, 28, 29 auf, die sich zum Targetelement 31 hin verengen. Elektronen können so entweder direkt durch diese Durchtrittskanäle 27, 28, 29 von dem Kathodenheizfa-

den 25 zum Targetelement 31 gelangen (Elektronenbahn 34) oder auf der Innenseite eines Durchtrittskanals 27, 28, 29 zum Target 31 hin gestreut werden (Elektronenbahn 35). Ein Teil der Elektronen (Elektronenbahn 33) wird auch auf die Außenfläche des Anodenkörpers 26 auftreffen und dort Röntgenstrahlung erzeugen, die jedoch aufgrund der hohen Kernladungszahl des Anodenmaterials im Anodenkörper 26 absorbiert wird. Zwischen dem Anodenkörper 26 und dem Targetelement 31 ist eine Blende 32 mit einer Bohrung direkt oberhalb des Elektronenfokussierungspunktes 36 angeordnet, das die von Elektronen im Anodenkörper 26 erzeugte Röntgenstrahlung nach unten hin vom Targetelement 31 abschirmt.

Ein typischer Wert für den Radius des Kathodenheizfadens 25 ist 50 mm. Der Außenradius des Anodenkörpers 26 beträgt typischerweise 25 mm und der Innenradius 10 mm. Im Querschnitt hat ein Durchtrittskanal 27, 28, 29 am Außenrand des Anodenkörpers 26 eine Höhe von 100 µm und eine Breite von 100 µm. Am Innenrand des Anodenkörpers 26 hat der Querschnitt eine Höhe von 100 µm und eine Breite von 60 µm. Damit ergibt sich für einen Durchtrittskanal 27, 28, 29 ein Gesamtöffnungswinkel von etwa 0,15°. Insgesamt kann mit der in Fig. 3 gezeigten Anordnung ein Elektronenfokus in der Größenordnung von einigen 10 µm im Elektronenfokussierungspunkt 36 erzeugt werden.

Der Kathodenheizfaden 25 und der Anodenkörper 26 können in einem beliebigen Winkelbereich bis zu 180° um den Elektronenfokussierungspunkt 36 angeordnet sein. In der praktischen Anwendung ist ein Winkelbereich von etwa 60° ausreichend, da ansonsten die Anode zu große Abmessungen annähme. Ebenso ist für die Erfindung belanglos, ob der Anodenkörper zwei oder mehr Durchtrittskanäle aufweist.

Das Targetelement 31 ist in Fig. 4 nochmals vergrößert gezeigt. Auf einer Trägerschicht 37 aus Diamant ist eine Goldschicht 38 aufgebracht, in der beim Auftreffen der Elektronen die Röntgenstrahlung entsteht. Darüber befindet sich eine weitere Diamantschicht 39 mit einer Öffnung direkt über der konischen Vertiefung 40 in der Goldschicht 38 und der Diamantschicht 37. Durch die Diamantschicht 39 wird verhindert, daß Elektronen auf der Außenseite der Goldschicht 38 auftreffen und dort Röntgenstrahlung erzeugen.

In der in Fig. 3 gezeigten Anordnung könnte anstelle des Targetträgers 30 mit dem Targetelement 31 auch der in Fig. 2 gezeigte Targetträger 15 verwendet werden.

In Fig. 5 ist eine weitere Ausgestaltung einer erfindungsgemäßen Röntgenröhre gezeigt. Mit 41 ist die Elektronenquelle bezeichnet, mit 42 die Kontaktelemente-Einheit, die beispielsweise den Spannungsanschluß für die Elektronenquelle enthält. Mit 43 ist der Anodenkörper bezeichnet, der einen Elektronenkollimator 45 mit dem Durchtrittskanal 44 aufweist. An der Ausgangsöffnung des Durchtrittskanals befindet sich wiederum das Targetelement 46, aus dem die Röntgenstrahlung 47 nach unten hin austritt. Vakuumdicht ein-

geschlossen ist die gezeigte Anordnung durch das Röhrengehäuse 49.

Der Anodenkörper 43 weist eine gewölbte Oberfläche 430, die hier als Teil einer Kugeloberfläche etwa halbkugelförmig ausgestaltet ist, und ist durch eine Schicht beispielsweise aus Kupfer gebildet. Der Kugelmittelpunkt befindet sich dabei auf der Symmetrieachse 48 etwa am Elektronenfokussierungspunkt 50, an dem die Elektronen nach Durchlaufen des Durchtrittskanals 44 auf das Targetelement 46 treffen. Eine Draufsicht von oben auf den Anodenkörper 43 ist in Fig. 6 gezeigt. Dort ist auch zu erkennen, daß der als sich verengender Spalt 51 ausgestaltete Durchtrittskanal 44 einen kreisförmigen Querschnitt aufweist ist.

Die dem Anodenkörper 43 zugewandte Oberfläche 410 der bevorzugt aus Kupfer bestehenden Elektronenquelle 41 ist ebenfalls in etwa als Teil einer Kugeloberfläche ausgestaltet. Deren Radius, der in etwa 20 mm beträgt, ist in der gezeigten Ausführung kleiner als der Außenradius des Anodenkörpers 43, der etwa 40 mm beträgt. Dies ist erforderlich, um die Divergenz des elektrischen Feldes aufgrund der Öffnung des Durchtrittskanals 44 in der Oberfläche 430 auszugleichen. In Fig. 7 ist eine Draufsicht von unten auf die Elektronenquelle 41 gezeigt, in der auch das zentral angeordnete, aus Wolfram bestehende Kathodenplättchen 52 zu erkennen ist. Dieses wird durch ein nicht dargestelltes Heizelement indirekt beheizt, so daß daraus Elektronen emittiert werden.

Aufgrund der beschriebenen Ausgestaltung der Elektronenquelle 41 und des Anodenkörpers 43 herrscht dazwischen ein derartiges elektrisches Feld, daß die Elektronen nicht als paralleles Elektronenstrahlenbündel in den Durchtrittskanal 44 eintreffen, sondern auf leicht gekrümmten Bahnen derart in den Durchtrittskanal 44 fliegen, daß sie dort unter kleinen Winkeln auf die Oberfläche treffen und bevorzugt in Richtung des Elektronenfokussierungspunktes 50 gestreut werden. In einer praktischen Ausgestaltung weist der Durchtrittskanal 44 einen Gesamtöffnungswinkel von etwa 4° auf. Es wird mit einer solchen Ausgestaltung ein Fokus mit einem Durchmesser von etwa 30 µm erreicht, wobei die Röntgenröhre mit 120 kV betrieben wird. Die erzeugte Röntgenstrahlung ist dabei zum größten Teil Röntgenbremsstrahlung und nur zu einem geringen Anteil (ca. 10 %) charakteristische Strahlung des Targetmaterials, während bei der bei 30 kV betriebenen bekannten Röntgenröhre beim Auftreffen der Elektronen auf das im Durchtrittskanal befindliche Targetmaterial kaum Röntgenbremsstrahlung, sondern nur charakteristische Strahlung des Targetmaterials erzeugt wird. Zwar besteht ein Zusammenhang zwischen der Röhrenspannung und dem Gesamtöffnungswinkel des Durchtrittskanals in der Weise, daß bei größer werdender Spannung der Gesamtöffnungswinkel verkleinert werden sollte. Diese Beziehung ist jedoch nur sehr schwach, so daß auch bei der beschriebenen, bei 120 kV betriebenen Röntgenröhre ein Gesamtöffnungswinkel von 4° ausreichend klein ist.

Das für den Durchtrittskanal 44 erforderliche Loch in der Oberfläche 430 des Anodenkörpers 43 könnte auch durch eine elektrisch leitende Folie abgedeckt sein, durch die die Elektronen hindurchfliegen können. Dabei weist dann das elektrische Feld zwischen Elektronenquelle 41 und Anodenkörper 43 keine so starke Divergenz auf und der Radius der gewölbten Oberfläche 410 der Elektronenquelle kann größer gewählt werden als der Radius der Oberfläche 430 des Anodenkörpers 43.

Die in Fig. 5 gezeigte Ausführung ist insbesondere deshalb vorteilhaft weil dabei die Anforderungen wie geringe Größe des Gesamtöffnungswinkels, geringe Oberflächenrauigkeit im Durchtrittskanal und hohe Kernladungszahl des Oberflächenmaterials des Durchtrittskanals nicht so streng sind wie beispielsweise bei der in Fig. 1 gezeigten Ausführungsform.

Mit der erfindungsgemäßen Mikrofokusröntgenröhre wird am Targetelement ein Elektronenstrahl mit hoher Elektronendichte und mit geringem Querschnitt erzeugt, wobei der Querschnitt mechanisch bestimmt ist. Damit ist auf dem Targetelement ein sehr kleiner Fokus erreichbar, wobei der Fokus hier von den mechanischen Abmessungen und nicht wie bei herkömmlichen Röntgenröhren von der elektrischen Spannung abhängt. Die Röntgenstrahlungsausbeute bezogen auf die Fokusgröße ist hier deutlich erhöht, verglichen mit konventionellen Röntgenröhren. Auch der Wirkungsgrad (Ausgangsleistung der Röntgenstrahlung bezogen auf Eingangsleistung der Röntgenröhre) ist deutlich größer als bei konventionellen Röntgenröhren.

#### Patentansprüche

1. Röntgenröhre, insbesondere Mikrofokusröntgenröhre, mit einer Elektronenquelle (1) zur Emission von Elektronen (4) und mit einem Anodenkörper (5), welcher einen konischen Durchtrittskanal (9) für die Elektronen (4) aufweist, dessen der Elektronenquelle (1) zugewandte Eintrittsöffnung (17) größer ist als seine Austrittsöffnung (13),  
dadurch gekennzeichnet, daß der Durchtrittskanal (9) derart angeordnet und ausgebildet ist, daß die Elektronen (4) beim Auftreffen unter einem kleinen Winkel auf eine Oberfläche des Durchtrittskanals (9) zur Austrittsöffnung hin gestreut werden, und daß in Flugrichtung der Elektronen (4) hinter der Austrittsöffnung (13) des Durchtrittskanals (9) ein Targetelement (6) angeordnet ist, in dem beim Aufprall der Elektronen Röntgenstrahlung (11) entsteht.
2. Röntgenröhre nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, daß der Durchtrittskanal (9) einen Gesamtöffnungswinkel von maximal 8°, vorzugsweise von maximal 2° aufweist.
3. Röntgenröhre nach Anspruch 1 oder 2,  
dadurch gekennzeichnet, daß der Anodenkörper



(5) auf der Innenfläche des Durchtrittskanals (9) eine Anodenschicht (10) aufweist, die aus einem Material mit einer Kernladungszahl  $Z > 26$  besteht.

4. Röntgenröhre nach Anspruch 3,  
dadurch gekennzeichnet, daß die Anodenschicht (10) aus Kupfer, Silber oder Gold besteht. 5
5. Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet, daß das Targetelement (14) in einer konischen, der Austrittsöffnung (13) des Durchtrittskanals (9) direkt gegenüberliegenden Vertiefung (16) auf einem Targetträger (15) angeordnet ist. 10 15
6. Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet, daß der Targetträger (14) ein dünnes, aus Diamant bestehendes Plättchen ist. 20
7. Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet, daß der Anodenkörper (32) ringförmig um einen auf der Oberfläche des Targetelements (31) befindlichen Elektronenfokussierungspunkt (36) ausgestaltet ist und mindestens zwei auf den Elektronenfokussierungspunkt (36) gerichtete, sich dahin verengende Durchtrittskanäle (27, 28, 29) aufweist und daß die Elektronenquelle ein kreisbogenförmig um den Anodenkörper angeordnetes Kathodenelement (25) ist. 25 30
8. Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 6,  
dadurch gekennzeichnet, daß der Anodenkörper (43) eine gewölbte, vorzugsweise halbkugelförmig ausgestaltete Oberfläche (430) aufweist und daß die Elektronenquelle (41) eine dem Anodenkörper (43) zugewandte gewölbte, vorzugsweise halbkugelförmig ausgestaltete Oberfläche (410) aufweist. 35 40
9. Röntgenröhre nach Anspruch 8  
dadurch gekennzeichnet, daß die Elektronenquelle (41) ein im Zentrum ihrer gewölbten Oberfläche (410) angeordnetes Kathodenelement, vorzugsweise ein Kathodenfilament oder ein Kathodenplättchen (52) aufweist. 45
10. Röntgenröhre nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet, daß ein Nutzstrahlenbündel der Röntgenstrahlung unter einem Winkel ungleich  $0^\circ$  zur im Zentrum des Durchtrittskanals (9) verlaufenden Mittelachse (12) aus der Röntgenröhre austritt. 50 55
11. Röntgeneinrichtung mit einer Röntgenröhre nach einem der Ansprüche 1 bis 10.
12. Verwendung der Röntgenröhre nach Anspruch 1 oder der Röntgeneinrichtung nach Anspruch 11 zur Überprüfung elektrischer Kontaktstellen, insbesondere bei integrierten Schaltungen.

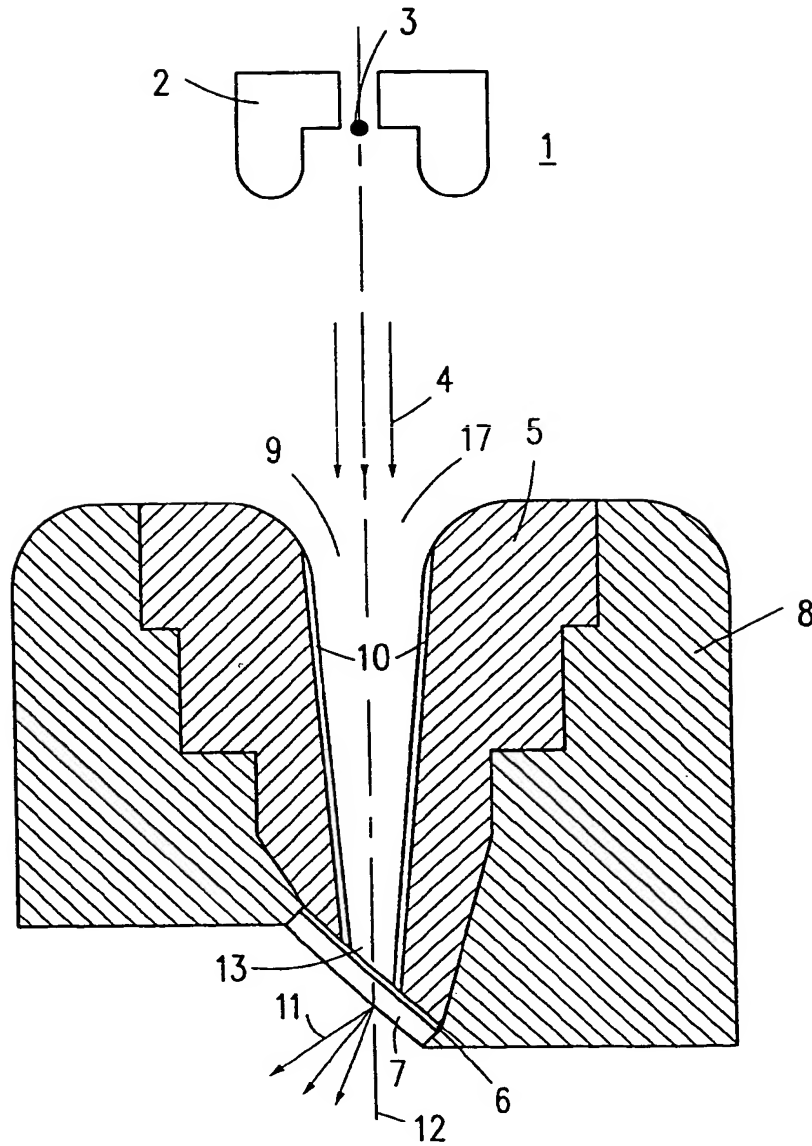


FIG. 1.



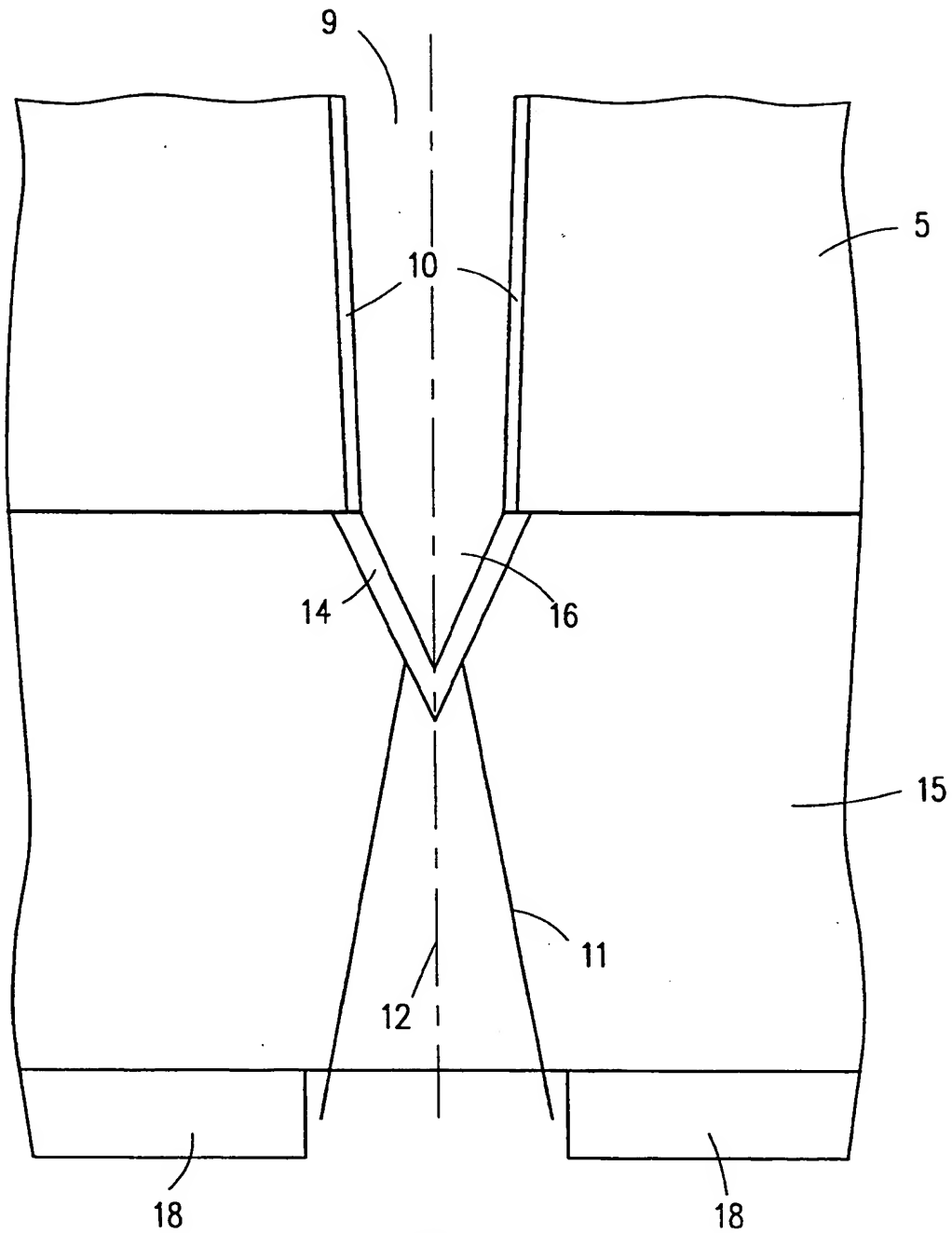


FIG. 2

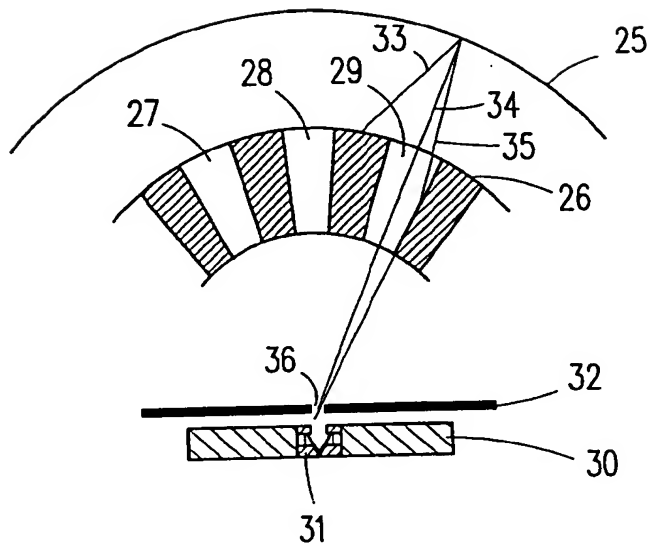


FIG. 3

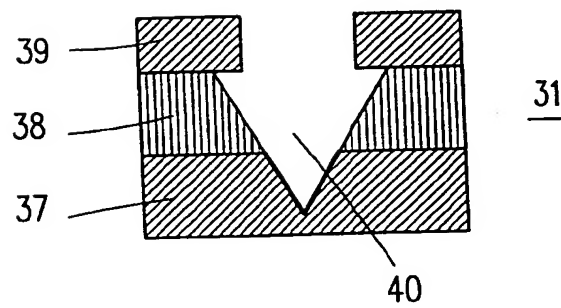


FIG. 4

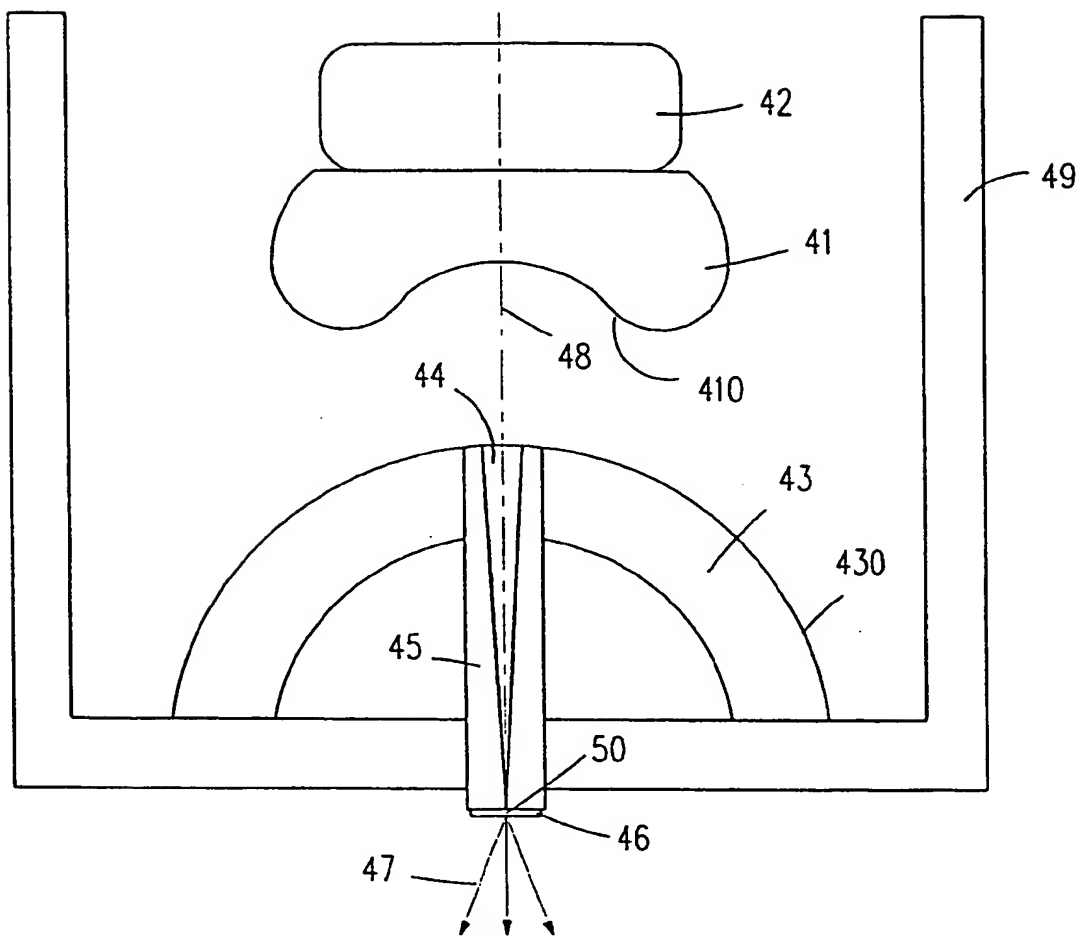


FIG. 5

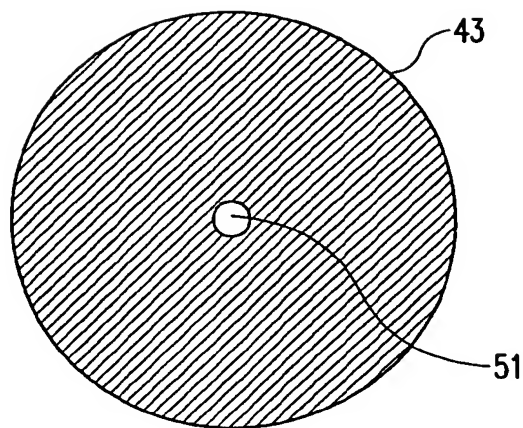


FIG. 6

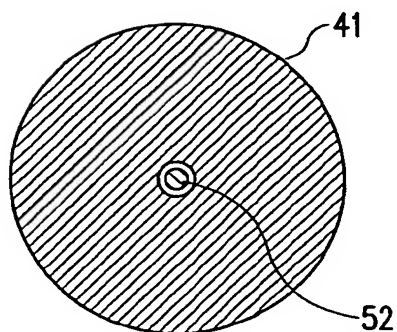


FIG. 7



Europäisches  
Patentamt

## EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung  
EP 96 20 3254

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
X	US 3 668 454 A (SHIMURA YOSHIHIRO) 6.Juni 1972 * Spalte 1, Zeile 49 - Zeile 63; Ansprüche 1-3 *	1,3,4, 10,11	H01J35/14 H01J35/08
X	GB 1 249 341 A (RIGAKU DENKI COMPANY LIMITED) 13.Oktober 1971 * Anspruch 1 *	1,10,11	
X	FR 54 902 E (ÉTAT FRANÇAIS) 30.April 1951 *résumé*	1	
A	US 1 717 309 A (A.BOUWERS) 11.Juni 1929 * Ansprüche 1-3 *	1	
A,D	DE 20 04 359 A (E.I.DU PONT DE NEMOURS AND COMPANY) 6.August 1970 * Ansprüche 1,2 *	1	
A	DE 31 39 899 A (SCHOEFER HANS DIPL PHYS) 21.April 1983 * Ansprüche 1-10 *	1	
A	EP 0 292 055 A (PHILIPS PATENTVERWALTUNG ;PHILIPS NV (NL)) 23.November 1988 * Ansprüche 1-8 *	1	
A	FR 2 393 416 A (PHILIPS CORP) 29.Dezember 1978 * Ansprüche 1-7 *	1	
A	EP 0 432 568 A (GEN ELECTRIC) 19.Juni 1991 * Ansprüche 1-11 *	5	
A	FR 1 367 866 A (BROWN,BOVERI ) 27.November 1964		
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Rechercheort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 4.Februar 1997	Prüfer Van den Bulcke, E
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument A : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument	

EPO FORM 150 (01.82) (P/CW)

THIS PAGE BLANK (USPTO)